

⑫ **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

⑰ Anmeldenummer: 88116103.8

⑨ Int. Cl. 4: **A61M 1/34**

⑱ Anmeldetag: 29.09.88

⑳ Priorität: 15.10.87 DE 3734880

㉑ Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
19.04.89 Patentblatt 89/16

㉒ Benannte Vertragsstaaten:  
DE ES FR GB IT SE

㉓ Anmelder: Fresenius AG  
Gluckensteinweg 5  
D-6380 Bad Homburg v.d.H.(DE)

㉔ Erfinder: Polaschegg, Hans-Dietrich, Dr.  
Grünwiesenweg 9  
D-6370 Oberursel 4(DE)

㉕ Vertreter: Görtz, Dr. Fuchs, Dr. Luderschmidt  
Patentanwälte  
Sonnenberger Strasse 100 Postfach 26 26  
D-6200 Wiesbaden(DE)

㉖ **Hämodialysegerät mit Schutzsystem gegen falsche Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit.**

㉗ Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung für die Hämodialyse mit einer Mischeinrichtung, die Dialysierflüssigkeit für einen Dialysator durch Mischung von Konzentrat mit aufbereitetem Wasser herstellt. Die Vorrichtung besitzt ein vom Mischsystem unabhängiges Schutzsystem, das auf der Überwachung der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit beruht.

Zum Schutz gegen eine Verwechslung der anzuschließenden Konzentratbehälter sind in den Konzentratansaugleitungen zusätzlich Leitfähigkeitsmeßzellen angeordnet, deren Ausgangssignale mit Sollwerten der Leitfähigkeit der Konzentrate der anzuschließenden Konzentratbehälter verglichen werden.

In vorteilhafterweise werden diese Leitfähigkeitszellen in die Konzentratansaugleitungen so integriert, daß sie gleichzeitig als Füllstandssensoren für das Konzentrat in den Behältern dienen.

EP 0 311 848 A2

## Hämodialysegerät mit Schutzsystem gegen falsche Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung für die Hämodialyse mit einer Mischeinrichtung, die Dialysierflüssigkeit für einen Dialysator durch Mischung mindestens eines über eine Ansaugleitung aus einem Behälter zugeführten Dialysekonzentrates mit aufbereitetem Wasser herstellt, und mit einem vom Mischsystem unabhängigen, auf der Überwachung der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit beruhenden Schutzsystem, das verhindert, daß Dialysierflüssigkeit mit einer für den Patienten gefährlicher Zusammensetzung zum Dialysator gelangt, wie beispielsweise aus der EP-A 160 272 bekannt.

Hämodialysegeräte besitzen üblicherweise eine Misch-Einrichtung, die Dialysierflüssigkeit durch Mischung mindestens eines Dialysekonzentrates mit aufbereitetem Wasser für den Dialysator herstellt. Die Misch-Einrichtung besitzt dabei Ansaugstecker für die Ansaugleitungen der Konzentratbehälter.

Da solche Mischeinrichtungen versagen können, wird durch die gültigen Sicherheitsnormen ein vom Mischsystem unabhängiges Schutzsystem gefordert, das verhindert, daß Dialysierflüssigkeit mit für den Patienten gefährlichen Zusammensetzung zum Dialysator gelangt. Die Kontrolle der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit gilt dabei als hinreichendes Schutzsystem (VDE 750/Teil 206).

Es ist beispielsweise aus der eingangs erwähnten EP-A 160 272 bekannt, ein volumetrisches Mischsystem mit einem unabhängigen Schutzsystem auf der Basis der Leitfähigkeitsüberwachung der Dialysierflüssigkeit zu kombinieren. Dieses System bietet hinreichend Schutz vor der Dialyse mit falscher

Dialysierflüssigkeitszusammensetzung, auch für den Fall eines beliebigen ersten Fehlers.

Aus medizinischen Gründen hat in den letzten Jahren die Hämodialyse mit bicarbonathaltiger Dialysierflüssigkeit Verbreitung gefunden. Aus Gründen der Stabilität muß in diesem Fall die Dialysierflüssigkeit durch Mischung von Wasser mit zwei Konzentraten hergestellt werden.

Neben den Fällen, daß zwei verschiedene Konzentrate mit unterschiedlichen Mischungsverhältnissen mit Wasser gemischt werden sollen, gibt es auch Misch-Einrichtungen, bei denen nur bestimmtes Konzentrat mit vorgegebenem Mischverhältnis eingemischt wird.

In der Regel werden die Konzentrate in Behältern (Kanistern) bereitgestellt. Da nun mehrere unterschiedliche Konzentrate in einer Dialysestation vorhanden sind, kann durch Verwechslung von Konzentrat-Behältern eine zusätzliche Gefährdung auftreten. Es wurde gezeigt, daß es Möglichkeiten

der Verwechslung gibt, die zu einer für den Patienten gefährlichen Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit führen, die durch das Leitfähigkeits-Schutzsystem nicht erkannt werden können.

Zur Vermeidung solcher Gefährdungen ist es bekannt, zum Anschluß der Konzentratbehälter an die Ansaugstecker "kodierte Stecker" vorzusehen, die einen unverwechselbaren Anschluß des gewünschten Konzentratbehälters an den zugehörigen Ansaugstecker sicherstellen. Das System der kodierten Stecker setzt jedoch voraus, daß die Mischeinrichtung bzw. das Gerät und die Konzentratbehälter von demselben Hersteller stammen, da insoweit noch keine Normierung vorgenommen worden ist. Die Sicherheit durch kodierte Stecker ist daher nicht mehr gegeben, wenn Konzentratbehälter anderer Bauart vorhanden sind.

Es ist ferner bekannt, ein Schutzsystem auf pH-Elektrodenbasis vorzusehen.

Ein solches Schutzsystem hat jedoch nur bedingten Wert, da seine Funktion unter den üblichen Bedingungen des Hämodialysebetriebes nicht wie die übrigen Schutzsysteme vor Beginn einer Hämodialysebehandlung auf Funktion prüfbar ist. Dazu kommt, daß die Lebensdauer von pH-Elektroden unter den Bedingungen der Hämodialyse in der Regel kleiner als ein Jahr sind.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ausgehend von den eingangs bezeichneten Vorrichtungen für die Hämodialyse mit einer Mischeinrichtung, die Dialysierflüssigkeit für einen Dialysator durch Mischung mindestens eines, über eine Ansaugleitung aus einem Behälter zugeführten Dialysekonzentrates mit aufbereitetem Wasser herstellt, und mit einem vom Mischsystem unabhängigen, auf der Überwachung der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit beruhenden Schutzsystem, das verhindert, daß Dialysierflüssigkeit mit einer für den Patienten gefährlichen Zusammensetzung zum Dialysator gelangt, diese so auszubilden, daß ein wirksamer Schutz gegen die mit falscher Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit gegen die Verwendung eines falschen Dialysekonzentrates erzielt werden kann.

Die Lösung dieser Aufgabe gelingt gemäß der Erfindung dadurch, daß in der Ansaugleitung eine zusätzliche Leitfähigkeitszelle angeordnet ist, deren Ausgangssignal auf eine Überwachungsstufe des Schutzsystems geschaltet ist, an der die Soll-Leitfähigkeit bei richtigem Anschluß des Dialyse-Konzentratbehälters voreingestellt ist und die ein Alarm- oder Steuersignal abgibt, wenn die gemessene Leitfähigkeit aufgrund eines falschen Anschlusses des Dialyse-Konzentratbehälters von dem voreingestellten Wert abweicht.

Da jedes Konzentrat eine spezifische Leitfähigkeit hat, d.h. die Leitfähigkeit des Konzentrats "identifiziert", ist sichergestellt, daß der Anschluß eines falschen Konzentratbehälters sofort erkannt wird.

Gleiches gilt, wenn zwei Konzentratbehälter mit unterschiedlichen Konzentraten vertauscht angeschlossen wurden.

Die Erfindung schafft daher ein wirksames Schutzsystem gegen Dialyse mit falscher Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit aufgrund von falsch angeschlossenen Konzentratbehältern.

Anhand von in den Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispielen wird die Erfindung näher erläutert.

Es zeigen :

1. Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Hämodialysegerätes, bei der die Erfindung Anwendung findet,
2. Fig. 2 eine schematische Darstellung eines der Konzentratbehälter der Figur 1.
3. Fig. 3 eine teilweise geschnittene Darstellung einer kompletten Ausgangsrohrleitung.

In Fig. 1 ist eine Ausführungsform für eine Vorrichtung für die Hämodialyse nach der Erfindung dargestellt. Die Vorrichtung weist eine Mischeinrichtung 1 auf, die Dialysierflüssigkeit für einen Dialysator 2 herstellt. Dieser Dialysator 2 besteht in bekannter Weise aus einem Blutteil 2a und einem Dialysierflüssigkeitsteil 2b, die durch eine Membran 2c abgetrennt sind.

Die Dialysierflüssigkeit wird in bekannter Weise durch Mischung von zwei Dialysekonzentraten mit aufbereitetem Wasser in der Mischeinrichtung 1 hergestellt. Das aufbereitete Wasser wird bei 3 entnommen. Die Konzentrate sind in Behältern 4 und 5 untergebracht, in die Ansaugrohre 4b, 5b eintauchen und die über Ansaug-Schläuche 4a und 5a mit den zugeordneten Konzentratansaugstücken an der Mischeinrichtung 1 verbunden sind.

Die Konzentrate werden aus den Behältern 4 und 5 jeweils über Konzentratpumpen 4c und 5c in die Mischeinrichtung gefördert. Die Konzentratpumpen 4c, 5c sowie die Frischwasserzuführungseinrichtung werden von einer nicht gezeigten Steuereinrichtung gesteuert, was aus dem Stand der Technik bekannt ist.

In einem Konzentratbehälter soll sich beispielsweise das sogenannte "Säurekonzentrat", eine ca. 4-molare Säurekonzentratlösung, in dem anderen Behälter ein Bicarbonatkonzentrat (1-molare Lösung) befinden. Um die richtige Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit zu erhalten, muß das erste Konzentrat im Verhältnis 1 : 35, das Bicarbonatkonzentrat im Verhältnis 1 : 26 zur fertigen Lösung zugemischt werden.

Da auf einer Dialysestation unterschiedliche

Konzentrate vorhanden sind, kann durch eine Verwechslung von Konzentraten insoweit eine zusätzliche Gefährdung auftreten.

Mit 6 ist ein Leitfähigkeitsmeßgerät eines vom Mischsystem unabhängigen Schutzsystems bezeichnet, dessen Ausgangssignal auf eine Überwachungsschaltung 7 geschaltet ist. Das Schutzsystem verhindert in bekannter Weise, daß Dialysierflüssigkeit mit für den Patienten gefährlicher Zusammensetzung zum Dialysator 2 gelangt.

Es wurde jedoch angezeigt, daß es Möglichkeiten der Verwechslung von Konzentratbehältern gibt, die zu einer für den Patienten gefährlichen Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit führen, die durch das Leitfähigkeitsschutzsystem mit der Zelle 6 nicht erkannt werden können.

Um diese zusätzliche Gefährdung wirksam auszuschließen, ist in dem Ansaugteil 4a, 4b; 5a, 5b jeweils eine Leitfähigkeitszelle 8, 9 angeordnet, deren Ausgangssignal auf die Überwachungsstufe 7 geschaltet ist. Die Leitfähigkeit der 1-molaren Bicarbonatlösung und der ca. 4-molaren Säurekonzentratlösung unterscheiden sich voneinander so stark, daß selbst nach Berücksichtigung aller einzubeziehenden Toleranzen ein deutlicher Leitfähigkeitsunterschied bleibt. So kann z.B. auch auf eine Temperaturkompensation verzichtet werden, da die dadurch hervorgerufenen Abweichungen nur in der Größenordnung von etwa 20 -30 % liegen.

Wertet man statt der Absolutleitfähigkeit des einzelnen Konzentrates deren Verhältnis aus, so sinkt der Einfluß unterschiedlicher Temperaturen auf wenige % unter der Annahme, daß beide Konzentrate dieselbe Temperatur haben, was in der Regel gegeben ist.

Durch Vergleich der von den Leitfähigkeitszellen abgegebenen Ausgangssignale mit den vorgegebenen Soll-Leitfähigkeitswerten können daher Konzentratverwechslungen sicher erkannt werden, insbesondere jene, die zu einer Dialysierflüssigkeit mit einer Leitfähigkeit im Erwartungsbereich führen würden, d.h. die das übergeordnete Schutzsystem mit der Meßzelle 6 nicht ansprechen lassen würden, weil die gemessene Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit im Sollbereich liegt.

Die auftretenden Signal-Abweichungen in der Überwachungsstufe können einen Schalt- bzw. Steuervorgang in der Mischeinrichtung und/oder ein Alarmsignal auslösen.

Das Ziel einer einfachen und sicheren Schutzanordnung gegen Konzentratverwechslungen ist somit erreicht.

Die Erfindung ist nicht auf das angegebene Konzentratbeispiel beschränkt. Sie kann Anwendung finden bei allen Konzentraten, die eine deutlich unterschiedliche Leitfähigkeit zueinander aufweisen.

Es ist auch möglich, mit dem erfindungsgemä-

Ben Prinzip solche Mischeinrichtungen zusätzlich zu überwachen, die nur einen Konzentratan-  
stecker haben. Der jeweils gemessene Leitfähig-  
keitswert des angeschlossenen Konzentrates wird  
dann mit dem in der Überwachungsstufe eingestellten Sollwert des Leitfähigkeitswertes des tatsäch-  
lich auszuschließenden Konzentrates verglichen.

Nach einer vorteilhaften Ausgestaltung der Er-  
findung, die in Fig. 2 dargestellt ist, werden die  
Elektroden der Leitfähigkeitszellen in den Konzen-  
tratsaugleitungen so integriert, daß sie gleichzei-  
tig als Füllstandssensoren für die Konzentratbehäl-  
ter dienen können.

Die Fig. 2 zeigt den Konzentratbehälter 4 der  
Fig. 1 in vergrößerter schematischer Darstellung.  
Der Konzentratbehälter ist mittels des Zuführ-  
schlauches 4a an die Mischeinrichtung 1 ange-  
schlossen. In das Konzentrat taucht das Ansaug-  
rohr 4b ein, das aus einem Kunststoffmaterial her-  
gestellt ist und das im unteren Bereich, angedeutet  
durch die Pfeile, die Ansaugöffnung besitzt. Ober-  
halb dieser Ansaugöffnungen ist an der Außenseite  
des Kunststoffrohres die erste Elektrode 8a der  
Leitfähigkeitszelle angebracht. Die zweite Elektrode  
8b befindet sich im Zuführschlauch 4a, der nicht in  
die Konzentratlösung eintaucht.

Wird im Betrieb Konzentrat in das Innere des  
Ansaugrohres 4b angesaugt, so stellt sich an den  
Klemmen 10 ein Meßsignal für die Leitfähigkeit ein,  
sobald die Konzentratflüssigkeitssäule die zweite  
Elektrode 8b erreicht. Sinkt der Füllstand im Behäl-  
ter unter das Niveau der ersten Elektrode 8a, so  
wird dieses Signal unterbrochen und es kann ein  
Alarmsignal erzeugt werden, bevor der Konzentrat-  
behälter leer ist.

Derartige Füllstandsüberwachungen im Kon-  
zentratbehälter sind an sich bekannt; im bekannten  
Fall werden kontaktlose Nährungsschalter für die  
Erfassung des Füllstandes zusätzlich vorgesehen.  
Im Fall der Erfindung ist jedoch die gleichzeitige  
Verwendung der Elektroden 8a, b zur Leitfähig-  
keitsmessung und zur Füllstandsüberwachung we-  
sentlich.

Die Fig. 3 zeigt eine teilweise geschnittene  
Darstellung eines kompletten Ansaugrohres, die im  
Unterschied zur Ansaugrohrleitung gemäß Fig. 2  
keine Leitfähigkeitszelle als solche aufweist, son-  
dern bei der die Leitfähigkeit über ein elektrisch  
leitendes Metallrohr 11 und dessen radiale Aus-  
gangsöffnungen 12 in der Überwachungsschaltung  
7 registriert und angezeigt wird und die gleichzeitig  
als Füllstandsmesser dienen. Entsprechend dieser  
Ausführungsform geht der Zuführschlauch 4a an  
seinem vorderen Ende in ein Zwischenklemmstück  
13 über, welches wiederum mit dem Ausgangsrohr  
4b verbunden ist. Diese Übergangsstelle ist von  
einem Griffstück 14 umgeben, das aus einem  
Kunststoff besteht. Über nahezu den gesamten Be-

reich des Ansaugrohres 4b ist dieses von einem  
elektrisch leitenden Metallrohr 11 umhüllt, das an  
seinem hinteren Ende ebenfalls mit dem Zwischen-  
klemmstück 13 elektrisch isoliert verbunden ist.  
Das elektrisch leitende Metallrohr 11 dient als Elek-  
trode und ist mit einer im Zuführschlauch 4a be-  
findlichen Kontaktleitung 15 über eine im Griffstück  
14 angeordnete Kontaktfeder 16 in Verbindung.  
Das Griffstück 14 ist gegenüber dem Metallrohr 11  
mittels einer Dichtscheibe 17 konzentratmitteldicht  
abgedichtet, damit keine Konzentratflüssigkeit in  
den Innenraum des Griffstückes 14 gelangen kann.  
Diese Dichtscheibe 17 ist durch einen Distanzring  
18 festgelegt.

Weiterhin ist im Griffstück 14 ein Rastelement  
19 vorgesehen, das über einen Stift 20 schwenkbar  
und in eine Grifföffnung 21 einrastbar ist. Dadurch  
kann bei Betätigung des Rastelementes 18 dieses  
zusammen mit dem elektrisch leitenden Metallrohr  
11 aus der Halterung des Griffstückes 14 beliebig  
entfernt und ein anderes Ansaugrohr und/oder Met-  
allrohr eingesetzt werden.

Am vorderen Ende des Metallrohres 11 im  
Bereich der Ansaugöffnungen 12, die O-ringförmig  
ausgebildet sein können und eine Strömungsver-  
bindung vom Außenraum zum Innenraum des An-  
saugrohres 4b gewährleisten, erstreckt sich ein Teil  
des Ansaugrohres 4b, an dem eine Codierbuchse  
22 angeordnet ist, die das vordere Ende des An-  
saugrohres 4b verschließt. Diese dient dazu, in ein  
im Konzentratbehälter angebrachtes entsprechen-  
des Gegenstück einzugreifen, um eine Verwechs-  
lung der Konzentratbehälter mit dem entsprechen-  
den Zuführschlauch auszuschließen. Dazu weist  
jede Codierbuchse eine andere Form oder einen  
anderen Querschnitt, beispielsweise kreis- oder  
rechteckigförmig auf.

In der Überwachungsschaltung 7 ist eine ent-  
sprechende Leitfähigkeit registriert. Die Kontaktlei-  
tung 15 und das Metallrohr 11 sind stromführend.  
Sinkt nun der Konzentratspiegel unterhalb der An-  
saugöffnungen 12, besteht keine Leitfähigkeit mehr  
zwischen dem Konzentrat im Flüssigkeitsbehälter  
und dem Metallrohr 11, so daß das Nichtvorhan-  
densein der Leitfähigkeit über die Kontaktleitung 15  
an die Überwachungsschaltung 7 gemeldet wird,  
die ein entsprechendes Alarmsignal erzeugt bevor  
der Konzentratbehälter leer ist. Damit dient die  
elektrische Leitfähigkeit gleichzeitig der Füllstands-  
überwachung, da die Ansaugöffnungen 12 am vor-  
deren Ende des Metallrohres 11 die Funktion einer  
Leitfähigkeitszelle übernehmen.

## Ansprüche

1. Vorrichtung für die Hämodialyse mit einer Mischeinrichtung (1), die Dialysierflüssigkeit für einen Dialysator (2) durch Mischung mindestens eines über eine Ansaugleitung (4a, b; 5a, b) aus einem Behälter zugeführten Dialysekonzentrates mit aufbereitetem Wasser herstellt, und mit einem vom Mischsystem unabhängigen, auf der Überwachung der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit beruhenden Schutzsystem (6, 7), das verhindert, daß Dialysierflüssigkeit mit einer für den Patienten gefährlicher Zusammensetzung zum Dialysator (2) gelangt, dadurch gekennzeichnet, daß in der Ansaugleitung (4a, b; 5a, b) eine zusätzliche Leitfähigkeitszelle (8; 9) angeordnet ist, deren Ausgangssignal auf eine Überwachungsstufe des Schutzsystems (7) geschaltet ist, an der die Soll-Leitfähigkeit bei richtigem Anschluß des Dialyse-Konzentratbehälters voreingestellt ist und die ein Alarm- oder Steuersignal abgibt, wenn die gemessene Leitfähigkeit aufgrund eines falschen Anschlusses des Dialyse-Konzentratbehälters von dem voreingestellten Wert abweicht.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1 mit zwei Dialyse-Konzentratbehältern, dadurch gekennzeichnet, daß die Überwachungsstufe (7) derart ausgebildet ist, daß sie auf das Verhältnis der Ausgangssignale der zugehörigen Leitfähigkeitszellen (8, 9) anspricht.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Leitfähigkeitszellen (8, 9) derart in die Ansaugleitung (4a, b; 5a, b) integriert sind, daß sie gleichzeitig als Füllstandssensoren für den Dialyse-Konzentratbehälter dienen.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3 mit einer Ansaugleitung, die aus einem nicht in das Konzentrat eintauchenden Zuführschlauch (4a, 5a) und einem in das Konzentrat eintauchenden Ansaugrohr (4b, 5b) besteht, dadurch gekennzeichnet, daß das Ansaugrohr (4b; 5b) aus einem Kunststoffmaterial besteht und an der Außenseite oberhalb der Ansaugöffnung die erste Elektrode (8a) der Leitfähigkeitszelle trägt, deren andere Elektrode (8b) im Innern des Zuführschlauchs (4a) angeordnet ist (Figur 2).

5. Vorrichtung nach Anspruch 3 mit einer Ansaugleitung (4a, 4b), die aus einem nicht in das Konzentrat eintauchenden Zuführschlauch (4a) und einem in das Konzentrat eintauchenden Ansaugrohr (4b) besteht, dadurch gekennzeichnet, daß das Ansaugrohr (4b) ein elektrisch leitendes Rohr (11) aufweist, das als Elektrode dient und über eine Leitung (15) mit der Überwachungsschaltung (7) verbunden ist.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Ansaugrohr (4b) an seinem vorderen Ende zusätzlich mit einer Codierbuchse (22) versehen ist, die in ein entsprechendes Gegenstück im Konzentratbehälter greift.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5 und/oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Ansaugrohr (4b) lösbar über eine Kontaktfeder (16) mit der Leitung (15) und über Verrastelemente (20, 21) mit einem Griffstück (13) verbunden ist.

8. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das vordere Ende des Ansaugrohres (4b) von der Codierbuchse (22) verschlossen ist und im Bereich dieses Endes radiale Öffnungen (12) vorgesehen sind, die eine Strömungsverbindung vom Außenraum zum Innenraum des Ansaugrohres (4b) gewährleisten.

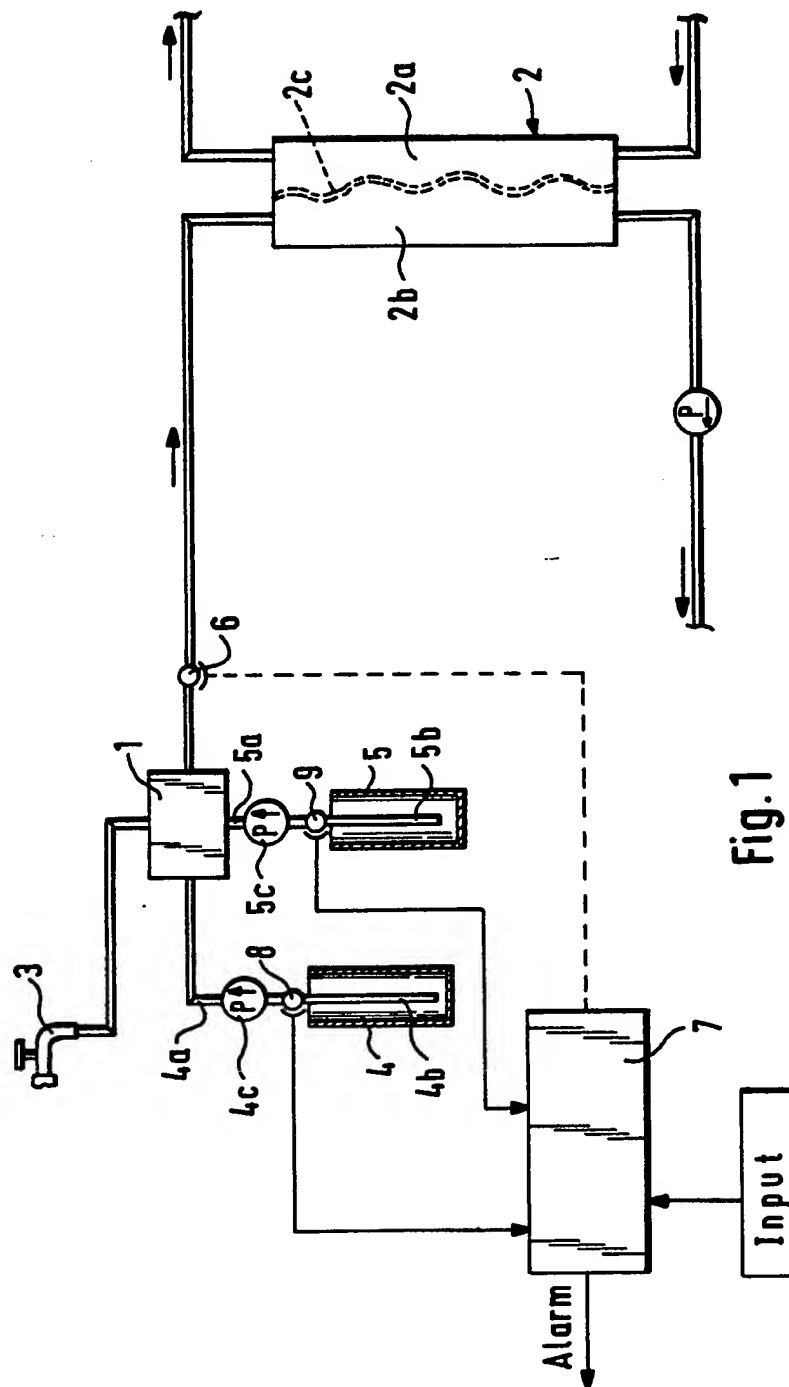
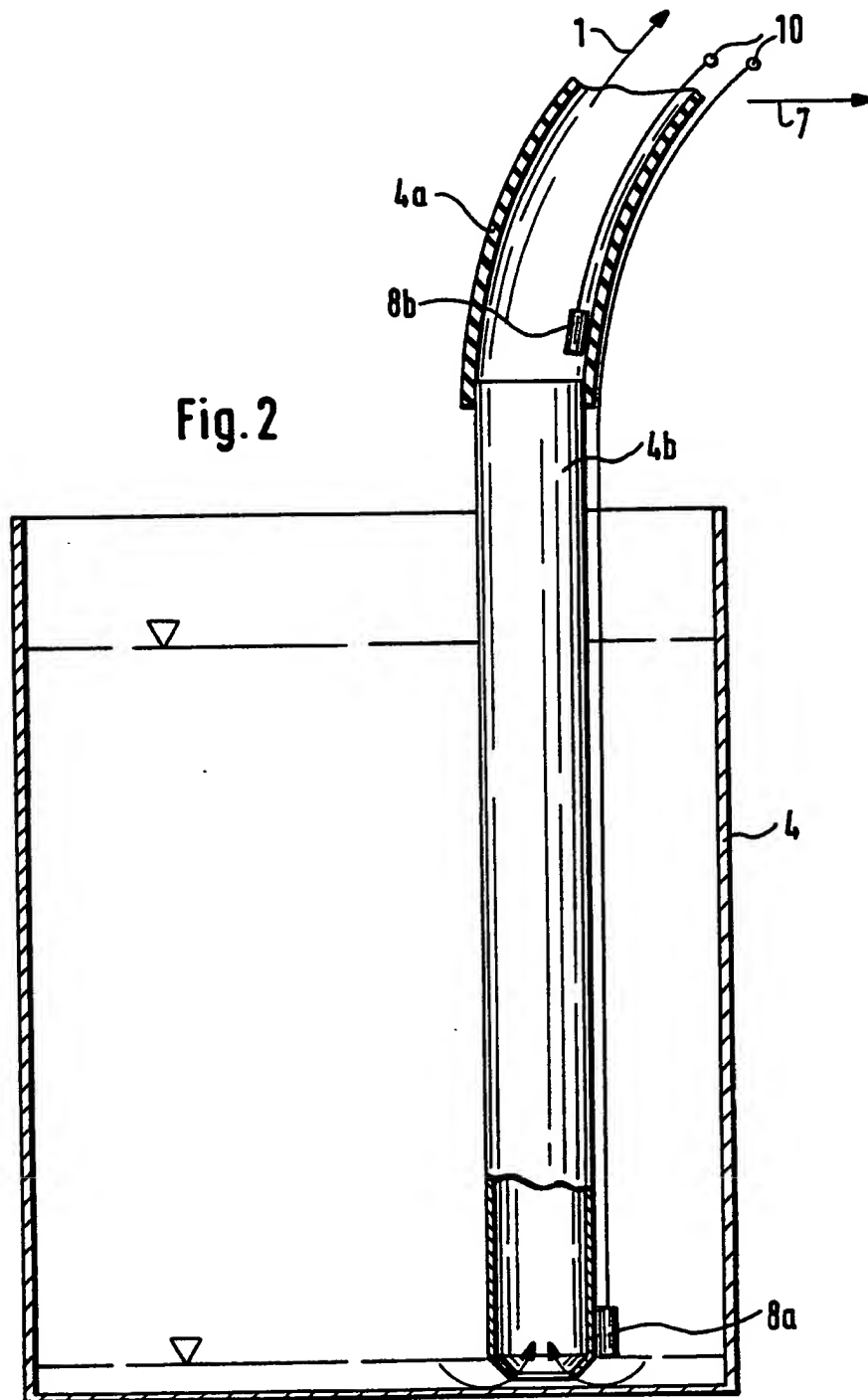


Fig.1



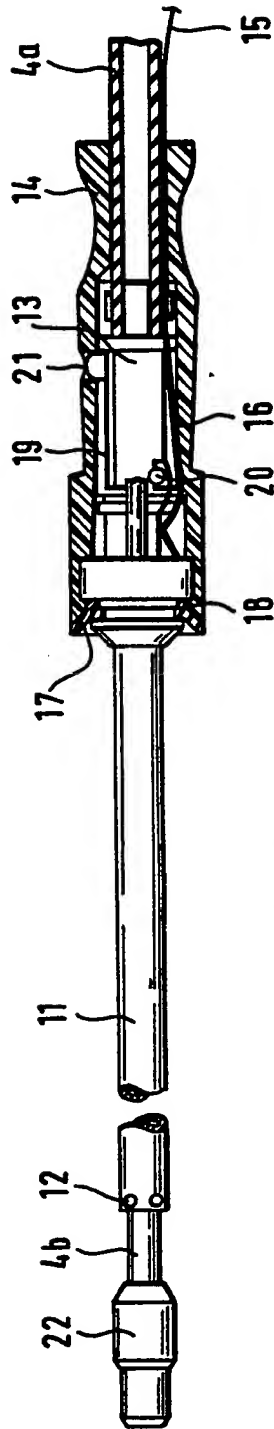


Fig. 3